

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-98845

(43) 公開日 平成8年(1996)4月16日

(5) Int Cl. 8

識別記号 行内整理番号

厅内整理番号

F I

技术表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 5 FD (全 15 頁)

(21) 出願登録番号 特願平7-208492

(22)出頭日 平成7年(1995)7月25日

(31) 优先权主張番号 282522

(32) 金先日 1994年7月28日

(33) 當先指主張國 米國 (U.S.)

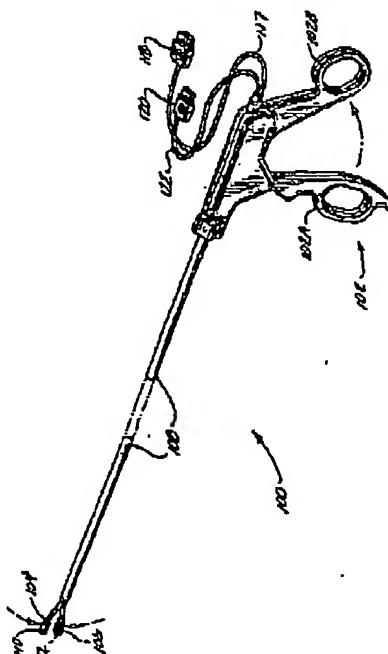
(71) 出願人 594198385
エチコン・エンドーサージエリー・インコ
ーポレーテッド
アメリカ合衆国オハイオ州45242シンシナ
ティ・クリークロード4545
(72) 発明者 ウィリアム・エル・ハスラー・ジュニア
アメリカ合衆国オハイオ州44035エリリ
ア・パンダービルトコート119
(74) 代理人 弁理士 小田島 平吉

(54) [発明の名称] 胃管を電気外科的に処置するための方法と器具

(57) 【要約】

【課程】 組織の処置に適した温度に制御する。

【解決手段】 組織インピーダンス又は組織温度と組み合わせた組織インピーダンスが、電気外科的組織処置を制御するために使用される。組織インピーダンスのみが、初期最大組織インピーダンス、最小組織インピーダンスを決定し、最大及び最小インピーダンスの間の点、好ましくは平均値、をインピーダンスしきい値として選択し、インピーダンスが、最小値から上昇する際に、しきい値に達する時、電気外科用器械への r_f パワーをオフにする。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具において、相互に電気的に絶縁され、凝固される組織に係合するために相互にに関して可動な第1及び第2要素と、該第1及び第2要素に連結された $r f$ エネルギーを制御するためのパワー制御信号に応答するパワー制御器と、該第1及び第2要素の間の組織のインピーダンスを測定するために該第1及び第2要素に結合されたインピーダンス測定回路であり、初期最大インピーダンス値を記憶するための第1装置と、最小インピーダンス値を記憶するための第2装置とを含むインピーダンス測定回路と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定するために該第1及び第2装置に結合されたしきい判定回路と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較し、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該パワー制御器を停止させるためにパワー制御信号を発生させるための第1比較器とを具備する電気外科用器具。

【請求項 2】 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具において、電気外科的に処置される組織に $r f$ エネルギーを印加するための器械と、該器械により係合された組織のインピーダンスを測定し、代表インピーダンス信号を発生するために該器械に結合されたインピーダンス測定回路と、該器械により係合された組織の温度を測定し、代表温度信号を発生するために該器械に結合される温度測定回路と、該器械に連結された $r f$ エネルギーを制御するために該インピーダンス信号と該温度信号に応答する制御回路とを具備する器具。

【請求項 3】 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法において、電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に $r f$ エネルギーを印加する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、該組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、該組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、該インピーダンス信号と該温度信号に応答して該電気外科用器械に印加された $r f$ エネルギーを制御する段階とを具備する方法。

【請求項 4】 手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法において、相互に電気的に絶縁され、相互にに関して可動な第1及び第2要素の間に凝固される組織に係合する段階と、それらの間に位置付けられた組織を凝固させるために該第1及び第2要素に連結された $r f$ エネルギーを選択的に制御する段階と、該第1及び第2要素の間に位置付けられた組織のインピーダンスを測定する段階と、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダ

10

20

30

40

50

2

ンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較する段階と、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該第1及び第2要素に連結された該 $r f$ エネルギーを停止させる段階とを具備する方法。

【請求項 5】 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法において、 $r f$ エネルギースイッチを通して電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に $r f$ エネルギーを印加する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、該組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織の選択温度を維持するために該温度信号に応答して該 $r f$ エネルギースイッチを制御する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、該組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織への該 $r f$ エネルギーの印加を停止させるために、該インピーダンス信号に応答して $r f$ エネルギースイッチを制御する段階とを具備する方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、一般に、組織の電気外科的処置に関し、そしてさらに詳細には、組織インピーダンス又は組織温度に関連した組織インピーダンスが電気外科的処置を制御するために使用される、電気外科的処置のための方法及び器具に関する。

【0002】

【従来技術及びその課題】 焼灼、切開、離断、組織融合等を含む外科目的の医療分野において使用される多数の利用可能な高周波数 ($r f$) 発生器は、一般に、電気外科用器械に供給された電力を有効に調節しない。典型的に、そのような発生器は、選択パワーレベルが近似的に送出され、そして最大パワーレベルが超過されない如く電圧を制御する。そのような $r f$ 発生器が使用される時、一次制御は、 $r f$ エネルギーを使用して処置される組織に起きているものの観察に応答する外科医の経験である。しばしば、とりわけ内視鏡手順に対して、外科医は、組織に起きているものを検分することができず、良好な観察が可能であるとしても、迅速に反応することができない。

【0003】 多様な器械及び $r f$ エネルギー発生器制御配盤が提案された。例えば、温度センサーが、鉗子の接触面の温度を感知するために $r f$ 鉗子に組み込まれ、鉗子に印加された $r f$ パワーは、接触面の一方又は両方の温度、又は接触面の間の温度差に基づいて、制御される。

【0004】 $r f$ パワーは、増大する組織インピーダンスの範囲で、インピーダンスの平方により制御された。

3
組織インピーダンスの微分商がまた、初期パワーレベルと組織に印加された r_f パワーをオフに切り換えるための時間を決定することに関して考察された。

【0005】これらの制御配置に拘わらず、外科医をより良く補助し、 r_f エネルギーを使用する処置を改善するために、 r_f エネルギーパワー外科用器械の制御のための種々の接近方法及び手法の絶え間ない必要性が技術において存在する。

【0006】

【課題を解決するための手段】この必要性は、組織インピーダンス又は組織温度に関連した組織インピーダンスが、電気外科的組織処置を制御するために使用される、本出願の発明によって満たされる。組織インピーダンスは、組織の最大インピーダンスである初期組織インピーダンス、初期組織加熱の終了と組織乾燥の始まりを知らせる組織の最小インピーダンスを決定し、最大及び最小インピーダンスの間の点をしきい値として選択し、最大値から最小値に降下した後に最小値から上昇する際にインピーダンスがしきい値に達する時、電気外科用器械へのパワーをオフにすることにより、電気外科的処置の制御を向上させるためにそれ自体使用される。好ましくは、しきい値は、最大及び最小インピーダンス値の間の平均値として選択される。

【0007】いっそうのより正確な制御は、電気外科的処置を制御するための組織インピーダンス及び温度の組み合わせにより行われる。温度は、行われる電気外科的手順のための選択された好ましい温度を維持するよう制御される。最大温度はまた、組織が最大温度に達したならば、電気外科用器械へのパワーがオフにされる如く、選択される。インピーダンス制御は、温度制御を有する器械の前述のインピーダンス制御を組み込むことにより、温度制御と組み合わされる。こうして、器械の温度は、通常は発生しない最大温度が超過されないならば、選択された好ましい温度において維持される。インピーダンスはまた、決定される最大及び最小値、並びに最大値と最小値の間のしきいインピーダンスで監視される。しきい値好ましくは平均インピーダンスに達した時、パワーが、器械から除去される。

【0008】本発明の一つの見地により、手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具は、相互に電気的に絶縁され、凝固される組織に係合するために相互に可動な第1及び第2要素を具備する。パワー制御信号に応答するパワー制御器は、第1及び第2要素に連結された r_f エネルギーを制御する。第1及び第2要素に結合されたインピーダンス測定回路は、第1及び第2要素の間の組織のインピーダンスを測定する。インピーダンス測定回路は、最大インピーダンスである初期インピーダンス値を記憶するための第1装置と、最小インピーダンス値を記憶するための第2装置とを含む。しきい判定回路は、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値

4
の間のしきいインピーダンス値を決定するために第1及び第2装置に結合される。第1比較器は、測定インピーダンス値をしきいインピーダンス値と比較し、測定インピーダンス値がしきいインピーダンス値を超過することにより、パワー制御器を停止させるためのパワー制御信号を発生させる。

【0009】一般に利用可能な r_f パワー発生器の使用のためのパワー制御器は、第1及び第2要素の間に位置付けられた組織を凝固させるために、第1及び第2要素に r_f エネルギーを選択的に印加させるための少なくとも一つのスイッチを含む。しきい判定回路は、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のほぼ中途の平均インピーダンス値を決定し、しきいインピーダンスを平均インピーダンス値に設定するための平均化回路を具備する。

【0010】電気外科用器具は、さらに、第1要素に結合された少なくとも一つの温度センサー又は第1要素に結合された少なくとも一つの温度センサーと第2要素に結合された少なくとも一つの温度センサーを具備する。第3装置は、組織を凝固させるための最大許容温度を決定する。第2比較器は、最大許容温度を組織温度と比較する。組織温度は、第1要素に結合された少なくとも一つの温度センサー又は第1及び第2要素に結合された温度センサーによって指示された温度から導出される。第2比較器は、組織温度が最大許容温度を超過しない限り、パワー制御器を使用可能にし、かつ、組織温度が最大許容温度を超過することにより、パワー制御器を使用禁止にするための制御信号を発生する。

【0011】本発明の別の見地により、手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具は、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加するための器械を具備する。インピーダンス測定回路は、器械により係合された組織のインピーダンスを測定し、代表インピーダンス信号を発生するための器械に結合される。温度測定回路は、器械により係合された組織の温度を測定し、代表温度信号を発生するための器械に結合される。インピーダンス信号と温度信号に応答する制御回路が、器械に連結された r_f エネルギーを制御するために提供される。

【0012】発明の一つの実施態様において、器械は、手術手順中組織を凝固させるための一対の鉗子を具備する。インピーダンス測定回路は、初期最大インピーダンス値を記憶するための第1装置と、最小インピーダンス値を記憶するための第2装置とを具備する。制御回路は、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定するために第1及び第2装置に連結されたしきい判定回路を具備する。第1比較器は、測定インピーダンス値をしきいインピーダンス値と比較し、測定インピーダンス値がしきいインピーダンス値を超過することにより、パワー制御器を停止

5

させるための制御信号を発生する。一般に利用可能な r_f パワー発生器の使用のための制御回路は、 r_f [エネルギー] を器械に選択的に印加させるための少なくとも一つの電気スイッチを含む。

【0013】本発明のさらに別の見地により、手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法は、電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加する段階と、電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、電気外科用器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、インピーダンス信号と温度信号に応答して電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する段階とを具備する。

【0014】電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する段階は、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値をしきいインピーダンス値と比較する段階と、測定インピーダンス値がしきいインピーダンス値を超過することにより、パワー制御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する。

【0015】電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加する段階は、 r_f エネルギーを電気外科用器械に選択的に印加する段階を具備する。

【0016】電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する段階はまた、電気外科用器械の動作のための最大許容温度を記憶する段階と、温度信号と最大許容温度を比較する段階と、温度信号が最大許容温度を超過しない限り、 r_f エネルギーを印加する段階を使用可能にし、かつ、最大許容温度を超過する温度信号に対して r_f エネルギーを印加する段階を使用禁止にする段階とを具備する。

【0017】本発明のさらに別の見地により、手術手順中組織を凝固するための電気外科用器具を動作させる方法は、相互に電気的に絶縁され、相互に隣接して可動な第1及び第2要素の間で凝固される組織に係合する段階と、それらの間に位置付けられた組織に凝固させるために第1及び第2要素に連絡された r_f エネルギーを選択的に制御する段階と、第1及び第2要素の間に位置付けられた組織のインピーダンスを測定する段階と、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値をしきいインピーダンス値と比較する段階と、測定インピーダンス値がしきいインピーダンス値を超過することにより、第1及び第2要素に連絡された r_f エネルギーを

10

20

30

30

40

50

6

停止させる段階とを具備する。

【0018】第1及び第2要素に連絡された r_f エネルギーを選択的に制御する段階は、 r_f エネルギーをオン/オフに切り換える段階を具備する。

【0019】初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階は、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の値の平均インピーダンス値を決定する段階と、しきいインピーダンスを平均インピーダンス値に設定する段階とを具備する。

【0020】方法は、さらに、温度センサーを第1及び第2要素に結合する段階と、組織を凝固させるために最大許容温度を記憶する段階と、温度センサーからの温度と最大許容温度を比較する段階と、温度センサーの一方の温度が最大許容温度を超過しない限り、 r_f エネルギーを使用可能にし、温度センサーの一方の温度が最大許容温度を超過することにより r_f エネルギーを使用禁止にする段階とを具備する。

【0021】本発明のさらに別の見地により、手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法は、 r_f エネルギースイッチを通して電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加する段階と、電気外科用器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、電気外科用器械によって係合された組織の選択温度を維持するために温度信号に応答して r_f エネルギースイッチを制御する段階と、電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、電気外科用器械によって係合された組織への r_f エネルギーの印加を停止させるために、インピーダンス信号に応答して r_f エネルギースイッチを制御する段階とを具備する。

【0022】電気外科用器械に係合された組織への r_f エネルギーの印加を停止させるためにインピーダンス信号に応答して r_f エネルギースイッチを制御する段階は、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値をしきいインピーダンス値と比較する段階と、測定インピーダンス値がしきいインピーダンス値を超過することにより、パワー制御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する。

【0023】初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階は、初期最大インピーダンス値と最小インピーダンス値の間の中間点を見いだすことを含む。

【0024】方法は、さらに、電気外科用器械によって係合された組織の最大温度を設定する段階と、測定温度

7
値を最大温度と比較する段階と、測定温度値が最大温度値を超過することにより、パワー制御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する。

【0025】こうして、本発明の目的は、電気外科用器械制御のための改良方法及び器具を設け、初期最大インピーダンスと最小インピーダンスの間のインピーダンスしきい値が、選択され、しきい値に達した時、器械へのリパワーワーを遮断するために使用される電気外科用器具制御のための改良方法及び器具を設け、かつ、温度及びインピーダンス測定値が器械を制御するために使用される、電気外科用器械制御のための改良方法及び器具を提供することである。

【0026】発明の他の目的及び利点は、次の説明、添付の図面、及び添付のクライムから明らかになるであろう。

【0027】

【実施例】本発明は一般に、従来の内視鏡の多様な外科用器械に適用可能であるが、本発明は、発明が初期的に適用される一対の内視鏡双極電気外科用鉗子を参照して記載される。図1に示された如く、本発明により作動する一対の内視鏡双極電気外科用鉗子100は、近位取手作動端部102と、器械の遠位端部における第1及び第2把持要素104、106とを含む。把持要素は、相互に電気的に絶縁され、凝固される組織に係合するために相互に開閉して可動である。

【0028】遠位把持要素104、106は、長管状部材108によって近位取手作動端部102から分離される。組織の把持により、一対の内視鏡双極電気外科用鉗子100は、前方取手部102Aを後方取手部102Bの方に移動させることにより、従来の公知の方法で動作される。従って、鉗子の説明は、本発明を理解するために必要な範囲のみである。

【0029】本発明による動作に対して、把持要素104、106は、少なくとも一つの温度センサーを把持要素104、106の各々に結合するために修正される。例示の実施態様において、単一抵抗熱装置(RTD)110が、把持要素104に結合され、そして単一RTD112は、把持要素106に結合される。図2を参照せよ。把持要素104、106の外側背面に固定されたRTDが、例示の実施態様において使用されるが、他の温度センサーも、例えば、把持要素104、106にセンサーを埋め込むことにより、多様な方法において把持要素104、106に結合されることは明らかである。

【0030】2対の電気コネクタ114、116が、RTD110、112へ電気連絡を行うために設けられる。電気コネクタは、長管状部材108を通って経路を定められるさや114A、116Aにおいて収納され、温度監視回路への連絡のために図1に示された4導体コネクタ118において終端する導体保護さや117において究極的に接合される。導体保護さや122の端部に

8
固定された第2の2導体コネクタ120は、内視鏡双極電気外科用鉗子100を使用して、電気外科的処置を行うために、把持部材104、106への高周波数(r)リエネルギーの連結を設ける。本発明の動作のために、これらの要素の連結が、図3～図6を参照して記載される。

【0031】図3は、本発明により組織を電気外科的に処置するために、図1の一対の内視鏡双極電気外科用鉗子を制御するための器具の概略ブロック図である。同一の識別番号が、出願内の他の図面からの対応する要素に対して使用される。図3において、把持要素104、106によって係合され、電気外科的に処置される2層の組織124Aと124Bを具備する組織124の区分が、把持要素104、106の間に挿入されて示される。一対の内視鏡双極電気外科用鉗子100の場合に、2層の組織124A、124Bが、一体に融合される。

【0032】組織融合は、現在、技術においてあまり理解されないために、組織融合は、2片の組織を合体させ、それらを一体に連結するものとして規定される。融合操作は、ジスルフィドクロスリンクージを切断することにより、組織におけるコラーゲン分子を液動化させることにより行われると考えられる。コラーゲン分子は、その後、2組織片の間の界面に拡散する、最後に、新しいジスルフィドリンクージが、2組織片の間の界面に形成され、これにより、界面を消失させる。

【0033】温度とインピーダンスが、電気外科用器械を制御するために別個に使用されたが、2つは、そのような器械の最適制御を設けるために都合良く組み合わされる。組織温度は、組織融合のために上記の化学反応のために利用可能な活性化エネルギーのレベルを規定する。そしてインピーダンスは、反応が生ずる速度を規定する。組織温度とインピーダンスの両方を使用することにより、最適制御が、後述の如く達せられる。

【0034】図7は、組織への電気外科的エネルギーの印加中、インピーダンスの時間変化をグラフ的に示す。図7において、組織への電気外科的エネルギーの始まりは、時間t1において起こる。時間t2は、組織加熱フェーズの終了と組織乾燥の開始に対応すると考えられる。さらに、組織乾燥は、時間t3までにほとんど完了され、そして組織炭化は、時間t4において始まると考えられる。

【0035】最適制御は、後述される如く、組織温度とインピーダンスの両方を使用することにより達せられるが、本発明はまた、インピーダンス測定のみにより、電気外科用器械の改良制御を設ける。本発明のこの見地により、初期組織インピーダンス、即ち、組織の最大インピーダンスZ_{max}が、(例えば、時間t1において)決定される。初期組織加熱の近似的終了と組織乾燥の始まりを知らせると考えられる組織の最小インピーダンスZ_{min}が、(例えば、時間t2において)決定され

9

る。最大及び最小インピーダンスの間のインピーダンス Z_{th} は、しきい値として選択され、そして電気外科用器械への r_f パワーは、最小値から上昇する際に、インピーダンスがしきい値に達する時オフにされる。好ましくは、しきい値は、最大及び最小インピーダンス値の値の平均値として選択される。このインピーダンス制御配位は、組み合わせ組織インピーダンス温度制御を参照してさらに記載される。

【0036】図3に示された如く、RTD 110、112は、一对の増幅器128、130によって表現された前置増幅器を通して制御器回路126に連絡される。増幅器128、130からの出力信号は、導体131を介して制御器回路126に伝達される。増幅器128、130からの出力信号は、制御器回路126が把持要素104、106の温度を監視し、これにより、組織124の区分の温度を監視する如く、把持要素104、106の温度、従って、把持要素の間に把持された組織124の区分の温度を表現する。

【0037】 r_f 発生器132は、パワー制御器134、インピーダンス測定回路136及びコネクタ120を通じて把持要素104、106に r_f エネルギーを設ける。パワー制御器134は、把持要素104、106に連絡された r_f エネルギーを制御するための制御器回路126によって発生されたパワー制御信号に応答する。インピーダンス測定回路136は、それらの間に把持された組織124のインピーダンスを測定するための把持要素104、106に結合される。

【0038】図3の例示の実施態様において、パワー制御器134は、導体137で制御信号を受信する閑通リレーコイル134Cによって開閉される(Xにより示された)一对の標準閑リレー接点134Aと134Bを具備する。もちろん、他の電気機械及び固体状態切り替え装置も、本出願の発明において使用される。

【0039】インピーダンス測定回路136は、 r_f 発生器132と直列に連絡されたインピーダンス電流監視装置138と、 r_f 発生器132に並列に連絡された高インピーダンス電圧監視装置140とを具備する。雜音濾波器141は、電流及び電圧監視装置138、140と制御器回路126の間に挿入され、導体143で制御器回路126に伝達される電流及び電圧監視装置138、140によって発生された信号から雜音を濾波する。

【0040】本発明の作用実施態様において、電流及び電圧監視変換器が、電流及び電圧監視装置138、140のために使用された。電流監視変換器は、Micro metesにより製造される1インチ外径のトロイド状フェライト鉄心において構成された。電流監視変換器は、2回の一次巻線と25回の二次巻線で巻装され、一次及び二次は、24ゲージワイヤである。電圧監視変換器は、同一形式の鉄心と24ゲージワイヤを使用して構成されたが、32回の一次巻線と2回の二次巻線で巻装された。もちろん、他の電流及び電圧監視装置も、本出願の発明において使用される。いずれにせよ、組織124の区分を通じて流れれる r_f 電流と組織124の区分の両端に連絡された r_f 電圧を表現する電流及び電圧信号は、電流及び電圧信号組織インピーダンス値を変換する制御器回路126に伝達される。

10

【0041】スタートスイッチ142は、導体145を介して制御器回路126に連絡され、スタート信号を発生させて、これにより、把持要素104、106への r_f エネルギー又はパワーの印加を起動する。 r_f パワーは、それから、一貫性のある組織融合が、一对の内視鏡双極電気外科用鉗子100を使用して行われる如く、本発明により制御される。特に、例示の実施態様において、組織124の区分の温度及びインピーダンスが監視され、そして温度は、インピーダンスしきい値が超過されるか、又はある問題の場合に、最大温度が超過されるまで選択温度において維持され、この超過した時点において、 r_f パワーは、スタートスイッチ142がもう一度作動されるまで除去される。スタートスイッチ142は、一对の内視鏡双極電気外科用鉗子100を制御する外科医が鉗子を再位置付けし、係合された組織を電気外科的に処置する準備のできるまで、再び作動されない。

【0042】制御器回路126は、マイクロプロセッサーの如くプロセッサーの形式を取り、この場合、プロセッサーは、図4と図5に示された流れ図により動作するようにプログラムされる。代替的に、制御器回路126は、例えば、図6に示された如く、専用回路である。プロセッサー制御システムの動作が、図4と図5を参照して以下に記載される。

【0043】最初に図4を参照すると、いったんシステムが作動されたならば、プロセッサーは、スタートスイッチ142の作動により発生された新スタート信号を探索する。ブロック144を参照せよ。スタートスイッチ142からスタート信号の受信により、コイル134cは、一对の内視鏡双極電気外科用鉗子100への r_f パワーをオンにするために作動される。ブロック146を参照せよ。

【0044】把持要素104、106の温度 T_1 と T_2 が、それぞれ計られ、そして平均温度 T_{AVG} が、組織124の区分の温度を表現するものとして算出される。ブロック148、150を参照せよ。もちろん、温度 T_1 と T_2 は、所望ならば、個別に使用される。

【0045】最大温度 T_{MAX} は、適正な動作システムにおいて選択されないよう選択される。 T_{MAX} よりも高くなると、 r_f パワーは、スタートスイッチ142の次の動作まで、把持要素104、106から除去される。 T_{MAX} はシステムの適正な動作中選択されないが、それは、問題の発生の場合に、 r_f パワーの除去を保証する安全弁として役立つ。 T_{MAX} は、例えば、8

11

5°C~100°Cに設定される。いずれにせよ、T AVG は、T MAX と比較される。T AVG が T MAX よりも大きいならば、rf パワーは、コイル 134c を非作動にすることによりオフにされ、Z AVG の判定を指示するフラグは、クリアされ、そしてプロセッサーは、スタートスイッチ 142 の作動により発生された新スタート信号を探索するためにブロック 144 に復帰する。ブロック 152、154 を参照せよ。Z AVG の判定と対応するフラグが、図 5 を参照して記載される。T AVG が T MAX よりも大きくなれば、T AVG は、把持要素 104、106 のための所望の動作温度である T SET と比較される。ブロック 152、156 を参照せよ。

【0046】 T AVG が T SET よりも大きいならば、rf パワーは、コイル 134c を非作動にすることによりオフにされる。ブロック 156、158 を参照せよ。これは、ブロック 148、150、152、156 と 158 を含む温度制御ループに入る。プロセッサーは、rf パワーが把持要素 104、106 から除去されたために、T AVG が T MAX を超えないならば、T AVG が T SET 以下になるまで、ループし続ける。この点において、プロセッサーは、rf パワーが、オンか否かを判定する。ブロック 160 を参照せよ。rf パワーがオンでないならば、それは、ブロック 146 に復帰することによりオンにされる。rf パワーがオンにされるならば、rf 電流 I RF と rf 電圧 V RF は、電流及び電圧監視器具 138、140 から出力信号を読み取ることにより測定され、そしてインピーダンス Z が算出される。ブロック 162、164 を参照せよ。

【0047】 図 5 を参照すると、Z AVG の判定を指示するフラグが、チェックされる。ブロック 166 を参照せよ。Z AVG が判定されたことを指示するフラグがセットされるならば、算出されたインピーダンス Z は、Z AVG と比較される。ブロック 168 を参照せよ。Z が Z AVG 以上であるならば、rf パワーは、コイル 134c を非作動にすることによりオフにされ、Z AVG の判定を指示するフラグがクリアされ、そしてプロセッサーは、スタートスイッチ 142 の作動により発生された新スタート信号を探索するために、ブロック 144 に復帰する。ブロック 168、154 を参照せよ。Z が Z AVG よりも小さいならば、プロセッサーは、T 1 と T 2 を測定するためにブロック 148 に復帰し、そして流れ図に従い継続する。

【0048】 Z AVG が判定されたことを指示するフラグが、セットされないならば、プロセッサーは、Z が初期のこのため最大の Z 値であるかを判定する。図 7 と関連説明、ブロック 170 を参照せよ。Z が初期 Z であるならば、Z MAX は、Z に等しく、そして変数 Z 1 はまた、Z に等しく設定される。それから、プロセッサーは、T 1 と T 2 を測定するためにブロック 148 に復帰し、そして流れ図に従い継続する。ブロック 172 を参

12

照せよ。Z が初期 Z でないならば、Z は、Z 1 と比較される。ブロック 174 を参照せよ。Z が Z 1 以下ならば、Z 1 は、Z に等しくセットされ、それから、プロセッサーは、T 1 と T 2 を測定するためにブロック 148 に復帰し、流れ図に従い継続する。ブロック 176 を参照せよ。

【0049】 Z が Z 1 よりも大きいならば、Z MIN は、Z 1 に等しくセットされ、そして Z AVG は、Z MAX + Z MIN を 2 で除算することにより算出される。ブロック 178、180 を参照せよ。それから、Z AVG フラグがセットされ、そしてプロセッサーは、T 1 と T 2 を測定するためにブロック 148 に復帰し、流れ図に従い継続する。ブロック 182 を参照せよ。従って、温度が、T SET にほぼ等しいように制御され、そして rf パワーが、新スタート信号が受信されるまで、算出インピーダンス Z が Z AVG を超えるか、又は算出平均温度 T AVG が T MAX を超えるならば、オフにされる。

【0050】 専用回路として構成された制御器回路 126 の例が、概略ブロック図として図 5 に示された回路の例示の実施態様を参照して、以下に記載される。スタートスイッチ 142 の作動により発生された新スタート信号は、セット／リセットフリップフロップ 184 のリセット入力により受信される。フリップフロップ回路 184 をリセットすると、その出力が駆動回路 188 に連結された AND ゲート 186 を使用可能にする。把持要素 104、106 の温度を表現する増幅器 128、130 からの出力信号は、導体 131 を介して、制御器回路 126 の温度感知回路 190 に伝達される。

【0051】 温度感知回路 190 は、組織 124 の区分の温度を表現する出力信号、例えば、把持要素 104、106 の温度の平均値、を発生する。温度感知回路 190 からの出力信号は、2 つの比較器回路 192、194 に伝達される。比較器回路 194 は、温度感知回路 190 からの出力信号を、電位差計 196 によってセットされた T SET と比較し、比較器 194 からの出力信号は、AND ゲート 186 に伝達される。こうして、AND ゲート 186 がフリップフロップ回路 184 によって使用可能にされる時、比較器 194 は、感知温度が T SET 以下である時は常に、把持要素 104、106 に rf パワーを印加するように駆動回路 188 を制御する。感知温度が T SET よりも高いならば、比較器 194 は、把持要素 104、106 から rf パワーを切断するように駆動回路 188 を制御する。このようにして、把持要素 104、106 と組織 124 の区分の温度は、実質的に温度 T SET において維持される。

【0052】 比較器 192 は、温度感知回路 190 からの出力信号を電位差計 198 によってセットされた T MAX と比較し、比較器 192 からの出力信号は、OR ゲート 200 に伝達される。OR ゲートの出力は、TMA

50

13

Xを超えたならば、フリップフロップ184がセットされ、ANDゲート186を使用禁止にする如く、フリップフロップ184の設定入力に連結される。

【0053】導体143における電流及び電圧信号は、対応するインピーダンスZ信号を連続的に算出するインピーダンス感知回路202に伝達され、このインピーダンス信号は、比較器204、ZMAXサンプルアンドホールド、S/H、回路206、及びZMINサンプルアンドホールド、S/H、回路208に伝達される。

【0054】ZMAX S/H回路206は、ZMAX値をまだ保持していないことが指示されたならば、回路206の出力212に連結されたインバータ210を通して初期的に使用可能にされる。測定された初期インピーダンス値は最大であるために、この値は、ZMAX S/H回路206によって捕捉及び保持される。この時に、出力212は、ZMAX S/H回路206を使用禁止にし、ZMIN回路208を使用可能にするために変化する。

【0055】ZMIN S/H回路208は、ZMIN値を捕捉して保持し、この時点において、インピーダンス感知回路202からのインピーダンス信号が、ZMIN S/H回路出力においてもはや変化がない如く上昇するまで、使用可能にされる。ZMIN S/H回路208の出力214は、ZMINが判定された時、ANDゲート216が使用可能にされる如く、ANDゲート216に連結される。

【0056】電位差計218は、ZMAX及びZMIN S/H回路206、208の出力の間に連結され、電位差計のワイヤーは、比較器204に入力として連結される。従って、電位差計218を調整することにより、ZMAXとZMINの間の値が、しきい値として選択される。例えば、中央値は、しきい値が、近似的にZMAXとZMINの間の平均値である如く選択される。もちろん、他のしきい値も、必要に応じて選択される。

【0057】インピーダンス感知回路202からのインピーダンスZ信号が、電位差計218によって判定されたしきい値を超える時、比較器204の出力は、制御器回路216の次の動作に対してZMAX及びZMIN S/H回路206、208をリセットするフリップフロップ回路184をセットするために、ANDゲート216とORゲート200を通して伝達され、そして把持要素104、106からrfパワーを切断するように駆動回路188を制御する。リレー220の標準閉接点（破線で示される）はまた、rfパワーが把持要素104、106に連結されない時は常に、インピーダンス感知回路202からのインピーダンスZ信号の出力を調べるために駆動回路188によって制御される。そうでなければ、誤りインピーダンス信号が、インピーダンス感知回路202によって発生される。

【0058】こうして本出願の発明を、その好ましい実

14

施態様を参照して詳細に記載したが、修正と変形が、添付のクレームにおいて記載された発明の範囲に反することなく可能であることは明らかである。

【0059】本発明の主なる特徴及び態様は以下のとおりである。

【0060】1. 手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具において、相互に電気的に絶縁され、凝固される組織に係合するために相互に開して可動な第1及び第2要素と、該第1及び第2要素に連結されたrfエネルギーを制御するためのパワー制御信号に応答するパワー制御器と、該第1及び第2要素の間の組織のインピーダンスを測定するために該第1及び第2要素に結合されたインピーダンス測定回路であり、初期最大インピーダンス値を記憶するための第1装置と、最小インピーダンス値を記憶するための第2装置とを含むインピーダンス測定回路と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定するために該第1及び第2装置に結合されたしきい判定回路と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較し、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該パワー制御器を停止させるためにパワー制御信号を発生させるための第1比較器とを具備する電気外科用器具。

【0061】2. 該パワー制御器が、該第1及び第2要素の間に位置付けられた組織を凝固させるために該第1及び第2要素にrfエネルギーを選択的に印加させるための少なくとも一つの電気スイッチを含む上記1に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具。

【0062】3. 該しきい判定回路が、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のほぼ中途の平均インピーダンス値を決定し、該しきいインピーダンスを該平均インピーダンス値に設定するための平均化回路を具備する上記1に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具。

【0063】4. 該第1要素に結合された少なくとも一つの温度センサーと、組織を凝固させるための最大許容温度を決定するための第3装置と、該第1要素に結合された該少なくとも一つの温度センサーによって指示された温度から導出される組織温度と該最大許容温度を比較し、該組織温度が該最大許容温度を超過しない限り、該パワー制御器を使用可能にし、かつ、組織温度が該最大許容温度を超過することにより、該パワー制御器を使用禁止にするための制御信号を発生するための第2比較器とをさらに具備する上記1に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具。

【0064】5. 該第2要素に結合された少なくとも一つの温度センサーをさらに具備し、この場合、該温度センサーは、該第1要素に結合された該少なくとも一つの温度センサーと該第2要素に結合された該少なくとも一つの温度センサーによって指示された温度から導出され

15
る上記 4 に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具。

【0065】 6. 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具において、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加するための器械と、該器械により係合された組織のインピーダンスを測定し、代表インピーダンス信号を発生するために該器械に結合されたインピーダンス測定回路と、該器械により係合された組織の温度を測定し、代表温度信号を発生するために該器械に結合される温度測定回路と、該器械に連結された r_f エネルギーを制御するために該インピーダンス信号と該温度信号に応答する制御回路とを具備する器具。

【0066】 7. 該器械が、手術手順中組織を凝固させるための一対の鉗子を具備する上記 6 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具。

【0067】 8. 該インピーダンス測定回路が、初期最大インピーダンス値を記憶するための第 1 装置と、最小インピーダンス値を記憶するための第 2 装置とを具備し、該制御回路が、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定するために該第 1 及び第 2 装置に連結されたしきい判定回路と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較し、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該パワー制御器を停止させるための制御信号を発生するための第 1 比較器とを具備する上記 6 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具。

【0068】 9. 該制御回路が、 r_f エネルギーを該器械に選択的に印加させるための少なくとも一つの電気スイッチを含む上記 6 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具。

【0069】 10. 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法において、電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、該組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、該組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、該インピーダンス信号と該温度信号に応答して該電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する段階とを具備する方法。

【0070】 11. 該電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する該段階が、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較する段階と、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該パワー制

16
御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する上記 10 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

【0071】 12. 電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に r_f エネルギーを印加する該段階が、 r_f エネルギーを該電気外科用器械に選択的に印加する段階と、該電気外科用器械を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

【0072】 13. 該電気外科用器械に印加された r_f エネルギーを制御する該段階が、該電気外科用器械の動作のための最大許容温度を記憶する段階と、温度信号と該最大許容温度を比較する段階と、温度信号が該最大許容温度を超過しない限り、 r_f エネルギーを印加する段階を使用可能にする段階と、該最大許容温度を超過する温度信号に対して r_f エネルギーを印加する段階を使用禁止にする段階とを具備する上記 10 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

【0073】 14. 手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法において、相互に電気的に絶縁され、相互に開して可動な第 1 及び第 2 要素の間で凝固される組織に係合する段階と、それらの間に位置付けられた組織を凝固させるために該第 1 及び第 2 要素に連結された r_f エネルギーを選択的に制御する段階と、該第 1 及び第 2 要素の間に位置付けられた組織のインピーダンスを測定する段階と、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較する段階と、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該第 1 及び第 2 要素に連結された該 r_f エネルギーを停止させる段階とを具備する方法。

【0074】 15. 該第 1 及び第 2 要素に連結された r_f エネルギーを選択的に制御する該段階が、該 r_f エネルギーをオン/オフに切り換える段階を具備する上記 14 に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法。

【0075】 16. 該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階が、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間の平均インピーダンス値を決定する段階と、該しきいインピーダンスを該平均インピーダンス値に設定する段階とを具備する上記 14 に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法。

【0076】 17. 少なくとも一つの温度センサーを該第 1 要素に結合する段階と、該温度センサーからの温度と該最大許容温度を比較する段階と、該温度センサーの

17

温度が該最大許容温度を超過しない限り、該 $r f$ エネルギーを使用可能にする段階と、該温度センサーの温度が該最大許容温度を超過することにより該 $r f$ エネルギーを使用禁止にする段階とをさらに具備する上記 14 に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法。

【0077】 18. 少なくとも一つの温度センサーを該第 1 及び第 2 要素に結合する段階と、組織を凝固させるための最大許容温度を記憶する段階と、該温度センサーの少なくとも一つからの温度と該最大許容温度を比較する段階と、該温度センサーの一つの温度が該最大許容温度を超過しない限り、該 $r f$ エネルギーを使用可能にする段階と、該温度センサーの一つの温度が該最大許容温度を超過することにより該 $r f$ エネルギーを使用禁止にする段階とをさらに具備する上記 14 に記載の手術手順中組織を凝固させるための電気外科用器具を動作させる方法。

【0078】 19. 手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法において、 $r f$ エネルギースイッチを通して電気外科用器械を用いて、電気外科的に処置される組織に $r f$ エネルギーを印加する段階と、該器械によって係合された組織の温度を測定する段階と、該組織の温度を表現する温度信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織の選択温度を維持するために該温度信号に応答して該 $r f$ エネルギースイッチを制御する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織のインピーダンスを測定する段階と、該組織のインピーダンスを表現するインピーダンス信号を発生する段階と、該電気外科用器械によって係合された組織への該 $r f$ エネルギーの印加を停止させるために、該インピーダンス信号に応答して $r f$ エネルギースイッチを制御する段階とを具備する方法。

【0079】 20. 該電気外科用器械に係合された組織への該 $r f$ エネルギーの印加を停止させるために該インピーダンス信号に応答して $r f$ エネルギースイッチを制御する該段階が、初期最大インピーダンス値を記憶する段階と、最小インピーダンス値を記憶する段階と、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階と、測定インピーダンス値を該しきいインピーダンス値と比較する段階と、該測定インピーダンス値が該しきいインピーダンス値を超過することにより、該パワー制御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する上記 19

18

に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

【0080】 21. 該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間のしきいインピーダンス値を決定する段階が、該初期最大インピーダンス値と該最小インピーダンス値の間の中間点を見いだすことを含む上記 20 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

10

【0081】 22. 該電気外科用器械によって係合された組織の最大温度を設定する段階と、測定温度値を該最大温度と比較する段階と、測定温度値が該最大温度値を超過することにより、該パワー制御器を停止させるための制御信号を発生する段階とを具備する上記 21 に記載の手術手順中組織を電気外科的に処置するための器具を動作させる方法。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明により動作可能な一对の内視鏡双極電気外科用鉗子の斜視図である。

20

【図 2】 組織把持要素に結合された温度センサーを例証するに拡大して示された図 1 の鉗子の組織把持要素の斜視図である。

【図 3】 本発明により組織を電気外科的に処置するため図 1 の鉗子を制御するための器具の概略ブロック図である。

【図 4】 図 3 の器具において使用された時、マイクロプロセッサー制御器の動作のための流れ図を形成する。

【図 5】 図 3 の器具において使用された時、マイクロプロセッサー制御器の動作のための流れ図を形成する。

30

【図 6】 図 3 の器具において使用される制御器の代替部様の概略ブロック図である。

【図 7】 組織への電気外科的エネルギーの印加中インピーダンスの時間変化を例証するグラフである。

【符号の説明】

100 外科用鉗子

102 作動端部

104 第 1 把持要素

106 第 2 把持要素

108 長管状部材

114 電気コネクタ

116 電気コネクタ

124 組織

132 $r f$ 発生器

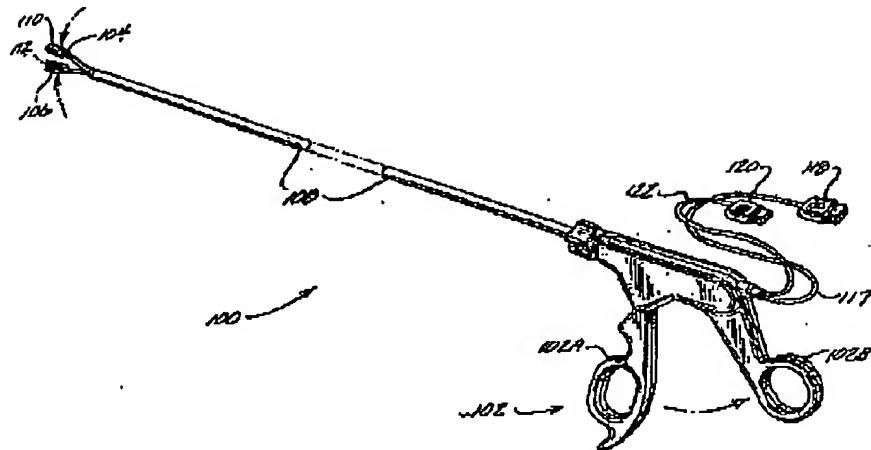
134 パワー制御器

40

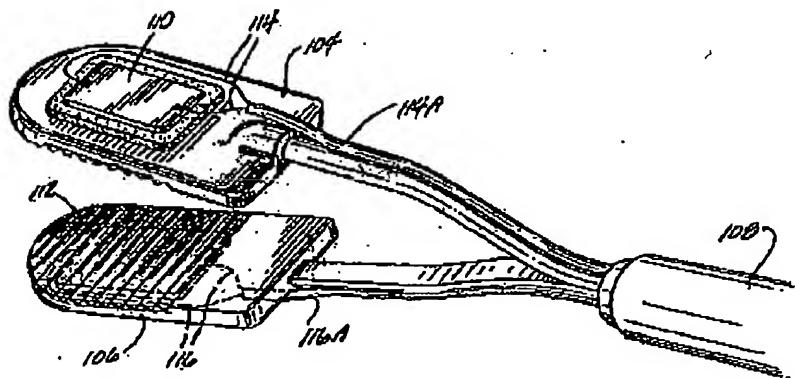
(11)

特開平09-098845

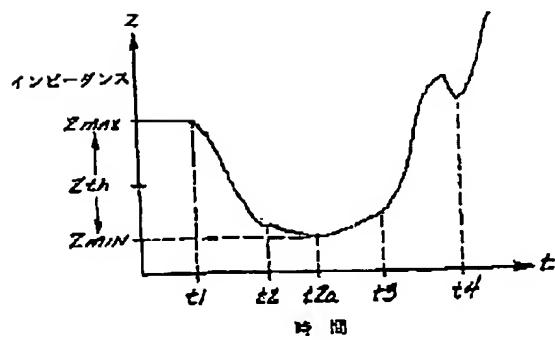
【図1】



【図2】



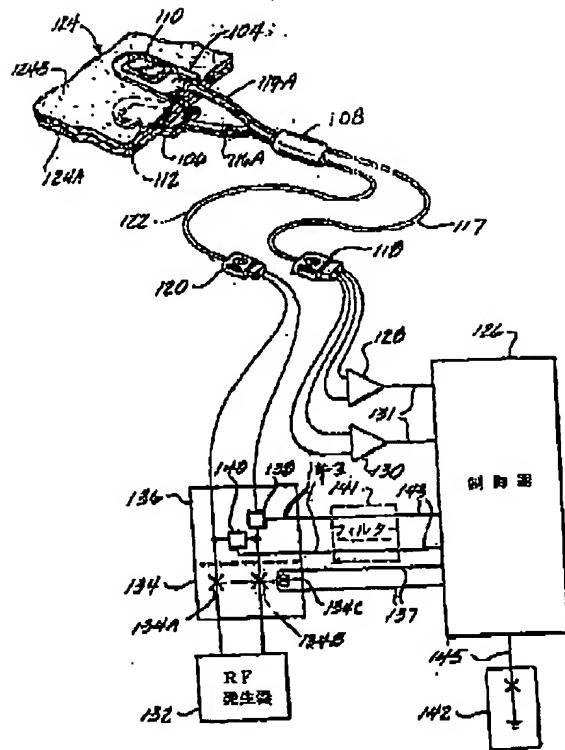
【図7】



(12)

特朗普08-098845

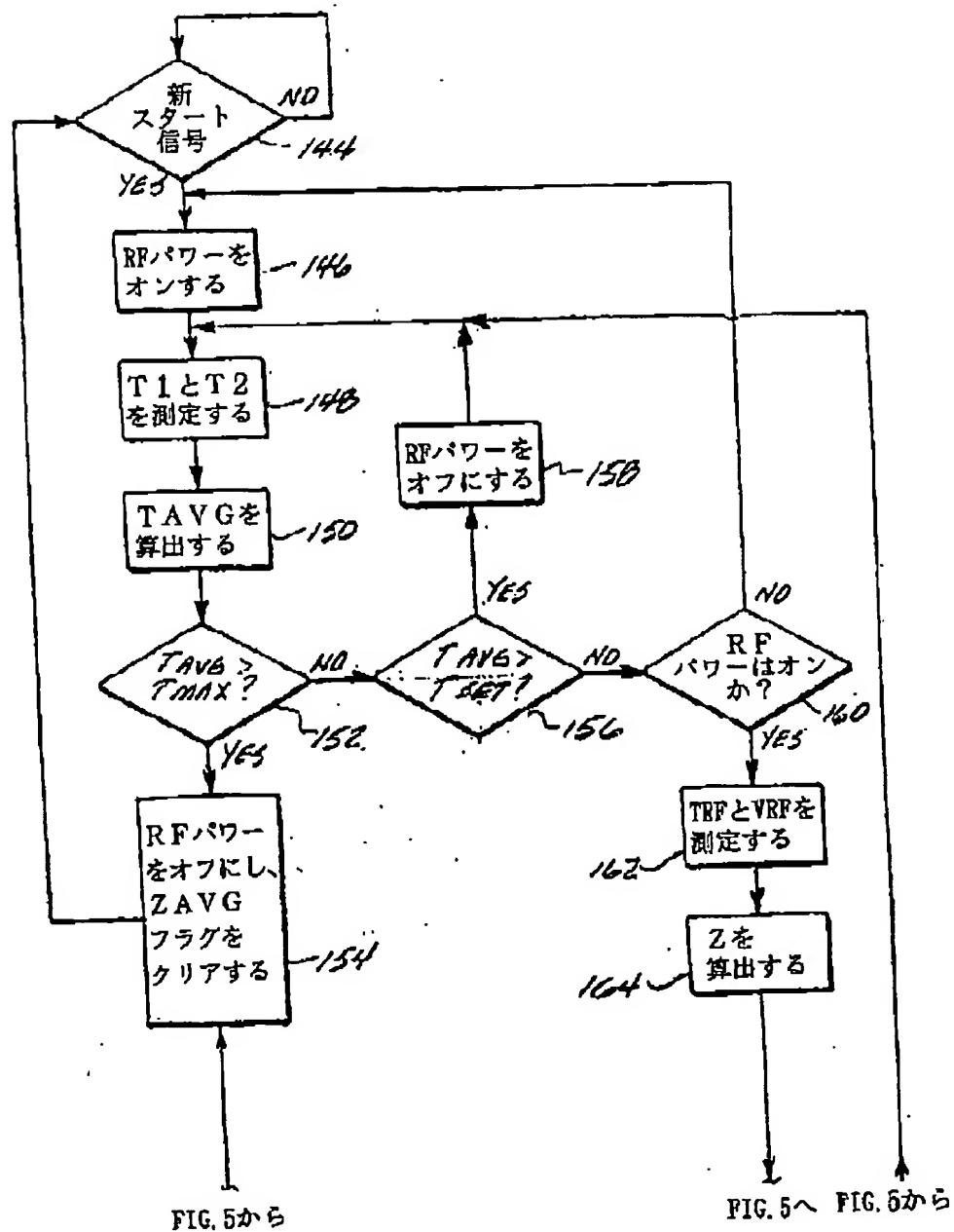
[図3]



(13)

特開平08-098845

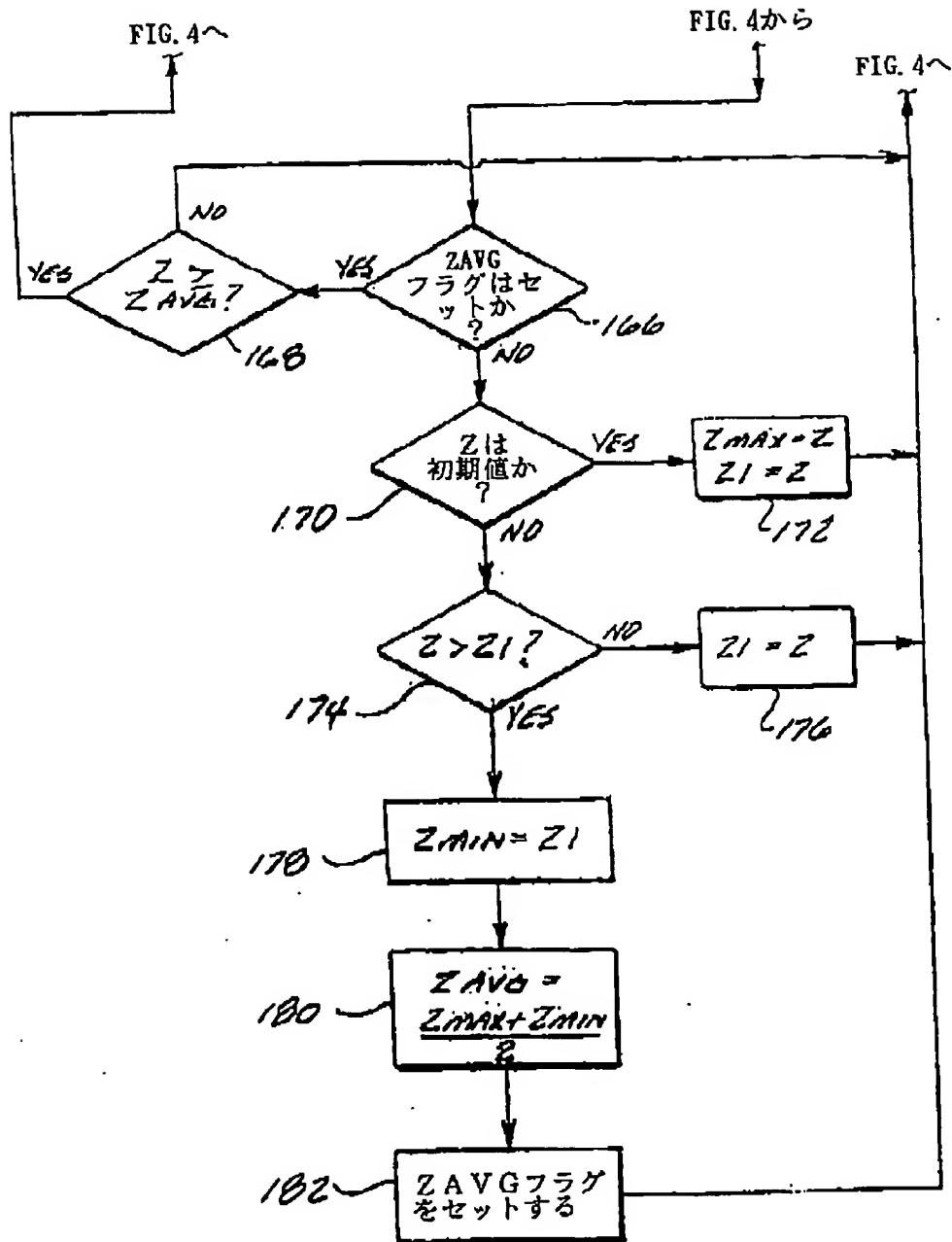
【図4】



(14)

特開平08-098845

【図5】



(15)

特開平06-098845

【図6】

